



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 41 26 363 A 1**

⑤1 Int. Cl.<sup>5</sup>:  
**A 61 N 1/37**  
A 61 N 1/05

⑳1 Aktenzeichen: P 41 26 363.4  
⑳2 Anmeldetag: 6. 8. 91  
⑳3 Offenlegungstag: 11. 2. 93

DE 41 26 363 A 1

- ⑦1 Anmelder:  
Biotronik Meß- und Therapiegeräte GmbH & Co  
Ingenieurbüro Berlin, 1000 Berlin, DE
- ⑦4 Vertreter:  
Christiansen, H., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 1000 Berlin
- ⑦2 Erfinder:  
Bolz, Armin, Dr.; Schaldach, Max, Prof. Dr.-Ing., 8520  
Erlangen, DE
- ⑤6 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht zu ziehende Druckschriften:
- |    |              |
|----|--------------|
| DE | 32 33 718 C2 |
| DE | 26 13 052 C3 |
| DE | 41 12 936 A1 |
| DE | 37 32 699 A1 |
| DE | 34 47 892 A1 |
| DE | 34 38 221 A1 |
| DE | 33 22 900 A1 |

DE	33 00 694 A1
DE	33 00 672 A1
DE	33 00 668 A1
DE	32 26 345 A1
US	48 27 934
US	47 84 160
US	47 76 338
US	40 00 461
EP	04 29 025 A2
EP	01 26 981 A1
EP	00 57 877
SU	16 44 974
SU	8 65 300
SU	2 85 126
SU	2 84 244

- ⑤4 Herzschrittmacher mit Mitteln zur Effektivitätserkennung
- ⑤7 Herzschrittmacher mit Mitteln zur Effektivitätserkennung,  
bei dem innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters nach  
Abgabe des Stimulationsimpulses der Eingangsverstärker  
zur Aufnahme eines eine Aktivität des Herzens anzeigenden  
Signals über die Stimulationselektrode angesteuert wird,  
wobei das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal  
einem Differenzierglied zugeführt wird und das differenzier-  
te Ausgangssignal ein Maß für die Herzaktivität bildet.

DE 41 26 363 A 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen Herzschrittmacher der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art sowie eine vorteilhafte Elektrode für einen derartigen Herzschrittmacher einschließendes Stimulationssystem.

Bei den bekannten Herzschrittmacher mit Mitteln zur Effektivitätserkennung, bei dem innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters nach Abgabe des Stimulationsimpulses der Eingangsverstärker zur Aufnahme eines Aktivität des Herzens anzeigenden Signals über die Stimulationselektrode angesteuert wird, bestehen Schwierigkeiten bei der Erkennung des die Aktivität des Herzens anzeigenden Signals, da dieses sich nur verhältnismäßig wenig vom umgebenden Signalpegel unterscheidet.

Dazu kommt, daß durch den Stimulationsimpuls der Eingangsverstärker des Schrittmachers für die Aufnahme von Signalen aus dem Herzen durch den Stimulationsimpuls selbst für einen Zeitraum übersteuert ist und daher erst die Entladung des Koppelkondensators abgewartet werden muß. Darüber hinaus ist das aufzunehmende Signal noch durch die sich an der Elektrode einstellende Polarisationsspannung verfälscht.

Um diese Auswirkungen zu verringern wurde bisher versucht mit einem dem Stimulationsimpuls nachfolgenden Gegenimpuls die Wiedereinstellung des Spannungsgleichgewichts zu beschleunigen und somit die negative Auswirkung des Stimulationsimpulses auf die Signalaufnahme im Herzen zu kompensieren.

Nachteilig ist dabei, daß auch dieser Gegenimpuls wieder zeitlich veränderliche Nachwirkungen hat, welche wiederum das aufzunehmende Signal verfälschen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, bei einem Herzschrittmacher der eingangs genannten Gattung die Effektivitätserkennung zu verbessern.

Diese Aufgabe wird mit den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Die Erfindung beruht auf der Erkenntnis, daß — wenn die Wiedereinstellung des Spannungsgleichgewichts nach einem Stimulationsimpuls im wesentlichen ungestört verläuft, so daß nicht zusätzliche dynamische, eine starke zusätzliche zeitliche Änderung des Elektrodenpotentials hervorrufende Vorgänge (wie ein Gegenimpuls) ausgelöst wird — das eine erfolgreiche Stimulation anzeigende Herzaktivitätssignal (EKG) am besten aufgrund seiner eigenen zeitlichen Änderung erkannt werden kann, in der Weise, daß das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal einem Differenzierglied zugeführt wird und das differenzierte Ausgangssignal ein Maß für die Herzaktivität bildet.

Bei einer vorteilhaften Weiterbildung ist unterbunden, daß zwischen dem Stimulationsimpuls und dem Zeitfenster überhaupt eine Polaritätsumkehr des Ausgangssignals des Schrittmachers erfolgt.

Besonders günstig ist es weiterhin, wenn das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal in einem digitalen Schieberegister zwischengespeichert wird, so daß das Ausspeichern mit gegenüber dem Einlesevorgang verlängerter Taktgeschwindigkeit erfolgen kann.

Weiterhin wird das Ausgangssignal des Differenzierglieds bevorzugt einem Maximalwertdetektor mit Schwellwertstufe zugeführt, wobei das Ausgangssignal der Schwellwertstufe bei Überschreitung eines vorgegebenen Schwellwertes ein Herzaktivitätssignal bildet. Auf diese Weise wird dieses Signal aufgrund des Überschreitens einer vorgegebenen Mindeststeigung sicher aus dem Grundpegel herausgefiltert und zutreffend er-

kannt. Insbesondere ist die Schwelle dabei so gewählt, daß das Zeitfenster nach dem Abklingen eines Überschwingens des Eingangsverstärkers zu einem Zeit beginnt, zu dem die Steigung und/oder die Amplitude des Eingangssignals ohne vorhandenes die Aktivität des Herzens anzeigenden Signals kleiner ist als der Schwellwert für das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal. Damit kann eine Aktivitätserkennung schnell und sicher erfolgen.

Der erfindungsgemäße Herzschrittmacher ist bevorzugt innerhalb eines Schrittmachersystems verwendbar, welches eine Stimulationselektrode verwendet mit einer porösen Oberflächenbeschichtung deren aktive Oberfläche wesentlich größer ist als die sich aus der geometrischen Grundform der Elektrode ergebende Oberfläche. Wenn hierbei die Oberflächenbeschichtung aus einem inerten Material, d.h. einem Material ohne bzw. mit einer nur sehr geringen Oxidationsneigung besteht, wobei das Material der Oberflächenbeschichtung aus einem inertem Element, einer inertem chemischen Verbindung und/oder einer inertem Legierung gebildet ist, kann die Effektivitätserkennung ohne Gegenimpuls über den gesamten Implantationszeitraum des Schrittmachers langfristig aufrechterhalten werden.

Als inertes Material ist bevorzugt ein Nitrid, Carbid oder Carbonnitrid oder aber ein reines Element bzw. eine Legierung aus der Gruppe Gold, Silber, Iridium, Platin oder Kohlenstoff vorgesehen.

Hierbei kann dann die Elektrode auch ohne weiteres anodisch betrieben sein, wobei die anodisch betriebene Elektrode die Referenzelektrode in einem bipolaren System oder eine Elektrode eines Systems bildet, welches eine Impedanzmessung im Herzen vornimmt.

Die Werkstoffe der bekannten Elektroden und insbesondere Titan, Vanadium, Zirkon und Niob neigen zu teilweise extremer Oxidation, wobei diese hohe Oxidationsneigung bei Kontakt zu wäßrigen Elektrolyten dazu führt, daß sich an der Elektrodenoberfläche eine dünne, isolierende bzw. halbleitende Oxidschicht bildet, die eine der Helmholtzkapazität  $C_H$  in Serie geschaltete Kapazität  $C_{ox}$  darstellt und so zur langsamen Verringerung der Gesamtkapazität und damit zur entsprechenden Erhöhung der jeweils erforderlichen Stimulationsenergie führt. Bei der durch den Gegenimpuls bedingten anodischen Polung werden  $OH^-$ -Ionen in den Festkörper gezogen und führen dort zur Vergrößerung der Oxidschichtdicke. Dies hat eine weitere Verringerung der Phasengrenzkapazität und damit eine weitere Erhöhung der Elektrodenimpedanz zur Folge. Die anodischen Pulse, die bei der Effektivitätserkennung bei dem üblichen Ladungsintegrationsverfahren als aktive Gegenpulse erforderlich sind, bewirken daher, daß die Effektivitätserkennung mit den bekannten Elektroden nicht oder nur bei einer erhöhten Energiemenge durchführbar ist.

Damit ist den herkömmlichen beschichteten porösen Elektroden wegen ihrer großen relativen Oberfläche zunächst eine grundsätzlich eine Stimulation mit gutem Erfolg bei niedriger Energie möglich. Es wurde nun erkannt, daß durch die Oxidationsneigung die Helmholtzkapazität verkleinert wird, was zu einer Erhöhung der Elektrodenimpedanz führt. Die damit hervorgerufene Beeinflussung der Elektrodeneigenschaften im Laufe der Implantationszeit ist deshalb so schwerwiegend, weil die Verschlechterung der Elektrodeneigenschaften Auswirkungen hat, welche ihrerseits dazu beitragen, daß die Stimulationseigenschaften zusätzlich ungünstig beeinflußt werden. So ist bei einer sich verschlechtern-

den Elektrode eine höhere Impulsenergie notwendig, so daß zur Effektivitätserkennung auch ein Gegenimpuls mit größerer Energie notwendig ist, der seinerseits wieder zur Verschlechterung der Elektrodeneigenschaften beiträgt. Da die Impulsenergie und die zur Effektivitätserkennung notwendigen Gegenimpulse auf Werte eingestellt sind, welche über die gesamte Implantationsdauer des Schrittmachers Gültigkeit haben müssen, beruht die Verschlechterung der Betriebsbedingungen, im Endeffekt im wesentlichen auf Maßnahmen, welche den verschlechterten Betriebsbedingungen eigentlich entgegenwirken sollen.

Die langzeitstabile, bioverträgliche Oberflächenbeschichtung der erfindungsgemäßen Stimulationselektrode besteht aus einem Material dessen Oxidationsneigung sehr gering ist, wobei sie vorzugsweise unter Verwendung eines inerten Materials, also eines Nitrides, Carbides, Carbonitrides oder aber eines reinen Elementes bzw. bestimmter Legierungen aus der Gruppe Gold, Silber, Platin, Iridium oder Kohlenstoff vakuumtechnisch auf die Elektrode aufgetragen wird. Wegen der fraktalen räumlichen Geometrie einer derart aufgetragenen Oberflächenschicht ist deren aktive Oberfläche sehr groß, so daß die zur Stimulation erforderliche Energiemenge gering gehalten werden kann.

Das Nachpotential einer Stimulationselektrode aus Titan, die mittels der reaktiven Kathodenzerstäubung eine gesputterte Iridiumschicht aufweist, ist bis um das sechsfache (von ca. 600 auf ca. 100 mV) kleiner als das Nachpotential einer blanken Stimulationselektrode aus Titan. Wegen dieser signifikanten Verringerung des Nachpotentials ist die Erkennung des intrakardialen EKGs nicht nur auf herkömmliche Weise mit einem Verstärker und einer Triggereinrichtung möglich, sondern es kann eine funktionsfähige Effektivitätserkennung angewandt werden, die ohne Gegenimpuls auskommt.

Durch die Verringerung der erforderlichen Stimulationsenergie über die Lebensdauer des Implantats kann auf sonst erforderliche Reserven verzichtet und in vorteilhafter Weise die Betriebszeit des Implantates entscheidend vergrößert bzw. die Gehäusegröße entscheidend verkleinert werden.

Zur erfolgreichen Stimulation ist eine bestimmte Ladung  $Q$  erforderlich. Der dazu notwendige Strom lädt auch die Helmholtzkapazität  $C_H$  auf, weshalb nach dem Stimulus eine Spannung, das sogenannte Nachpotential, über dem Kondensator meßbar ist. Da bei konstanter Ladung die an einem Kondensator abfallende Spannung invers proportional zur Kapazität ist, wird auch das Nachpotential durch eine hohe Helmholtzkapazität  $C_H$ , die durch die große aktive Oberfläche der erfindungsgemäßen Stimulationselektrode erzielt wird, herabgesetzt und seine zeitliche Änderung verringert. Da die inerte Oberflächenschicht der erfindungsgemäßen Stimulationselektrode keine bzw. nur eine sehr geringe Oxidationsneigung aufweist, kann — falls trotzdem unter bestimmten Bedingungen gewünscht — die Elektrode anodisch betrieben werden, ohne daß sich eine Oxidschicht bildet und/oder deren Schichtdicke  $d$  sich vergrößert, so daß die Helmholtzkapazität  $C_H$  stets auf einem hohen Wert gehalten werden kann, wobei das durch die Elektrode verursachte Nachpotential wie erwünscht gering gehalten wird und somit für die Optimierung des Stimulationsverhaltens durch eine sichere Effektivitätserkennung gesorgt wird.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden

nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Schaltung zur Verbesserung der Effektivitätserkennung,

Fig. 2a der zeitliche Verlauf der an der im Herzen verankerten Stimulationselektrode meßbaren Spannung,

Fig. 2b der zeitliche Verlauf des Eingangssignals des Differentiators der erfindungsgemäßen Schaltung,

Fig. 2c der zeitliche Verlauf des differenzierten Ausgangssignals der erfindungsgemäßen Schaltung,

Fig. 3 ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Stimulationselektrode in schematischer Darstellung in Seitenansicht sowie

Fig. 4 eine vergrößerte Darstellung des Details IV der Fig. 3 im Schnitt.

Bei dem in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel einer Schaltung zur Verbesserung der Effektivitätserkennung stellt der Block 1 eine übliche Schaltung zur Schrittmachersteuerung dar, durch die die Zeitpunkte der an das Herz abzugebenden Stimulationsimpulse bestimmt werden. Eine in der Schaltung 1 nachgeschaltete Impulsformerstufe 2 erzeugt Impulse vorgegebener Zeitdauer, welche eine Impulsausgangsstufe 3 zugeführt werden und über einen Koppelkondensator 4 einer im Herzen 5 verankerten Elektrode 6 zugeleitet werden. Das Stimulationssignal verändert die elektrochemischen Verhältnisse im Herzen 5, so daß die durch den Stimulationsimpuls ausgelöste Herzreaktion und deren elektrische Auswirkungen bei herkömmlichen Schaltungen weitgehend durch den Stimulationsimpuls überdeckt waren. Des weiteren ist auch der Koppelkondensator sowie die elektrolytische Doppelschicht der Elektrode (Helmholtzkondensator) 6 aufgeladen (Nachpotential), so daß das EKG vom Herzen 5 nur mit Schwierigkeiten aufgenommen werden konnte.

Bei der vorliegenden Schaltung wird nun das Herzsignal über einen Verstärker 7 an der dem Herzen abgewandten Seite des Ausgangskondensators 4 aufgenommen und einem Analog-Digital-Wandler 8 zugeführt. Die digitalisierten Ausgangssignale gelangen zu einer Sample & Hold-Schaltung in Form einer Schieberegisters 9, das durch einen Taktgenerator 10 über ein UND-Gatter 11 getaktet die im Herzen nach dem Stimulationsimpuls aufgenommenen Signale in digitalisierter Form für einen Fensterzeitraum speichert. Die Signalspeicherung wird durch das Ausgangssignal der Impulsformerstufe 2 selbst ausgelöst, wobei nach einer Verzögerung um eine Zeitdauer  $t$  durch ein Verzögerungsglied 12 ein Flip-Flop 13 über seinen Setzeingang gesetzt wird, welches seinerseits über den weiteren Eingang des UND-Gatters 11 die vom Taktgeber 10 ausgehenden Taktsignale zum Schieberegister 9 gelangen läßt. Das Flip-Flop 13 bleibt dabei für einen vollständigen Ein- und Auslese-Vorgang des Schieberegisters 9 gesetzt.

Sobald das Schieberegister 9 mit den digitalen Werten beschrieben ist und somit ein Zählzyklus ausgeführt wurde, wird von der Schaltung ein Signal "Ende" ausgegeben, welches über ein weiteres UND-Gatter 14 ein zweites Flip-Flop 15 setzt. Das Setzen des Flip-Flops 15 ist dabei unter Mitwirkung des UND-Gatters 14 nur dann möglich, wenn das Flip-Flop 13 sich bereits im gesetzten Zustand befindet — also Signale vom Herzen innerhalb des Fensterbereiches aufgenommen wurden. Das Setzen des Flip-Flops 15 kennzeichnet den Auslese-

vorgang des Schieberegisters 9.

Mit dem Setzen des Flip-Flops 15, welches den Auswertungszeitraum kennzeichnet, wird das Schieberegister 9 weiter getaktet. Das Ausgangssignal des Flip-Flops 15 schaltet aber einerseits über einen Eingang "low" den Taktgenerator 10 auf eine niedrigere Frequenz und aktiviert andererseits den Eingang "Auslesen" des Schieberegisters 9, so daß dieses in den Zustand zum Ausgeben der gespeicherten Daten zur nachfolgenden Schaltung 16 gesetzt wird. Das Auslesen erfolgt dabei nach dem Prinzip "FIFO" entsprechend einer Speicherfolge in der Reihenfolge "first in-first out". Die Schaltung 16 bildet dabei eine digitale Differenzierschaltung, welche entsprechend dem Takt des Schieberegisters 9 über ein weiteres UND-Gatter 17 angesteuert wird und jeweils die Differenz zweier aufeinanderfolgender Werte (und damit deren Steigung) ermittelt.

Das Überschreiten eines vorgegebenen Schwellwertes durch den Maximalwert der durch die Differenzierschaltung 16 ermittelten Steigung wird einen Diskriminator 18 festgestellt und das entsprechende digitale Ausgangssignal setzt ein weiteres Flip-Flop 19, welches durch das Auffinden eines herzeigenden Signals im EKG auf diese Weise eine erfolgreiche Stimulation festhält. Über eine strichpunktierte Verbindung 20 wird dieser Zustand festgehalten und der Schaltung zur Schrittmachersteuerung 1 übermittelt, welche daraufhin ihren Betriebsparameter entsprechend ändert und die weitere Stimulation unter Berücksichtigung einer ausgeführten erfolgreichen Stimulation vornimmt.

Das Flip-Flop 19 wird durch den nächsten vom Impulsformer 2 abgegebenen Impuls zurückgesetzt und damit auf die Erkennung des Herzsignals im nächsten Stimulationszyklus vorbereitet. Gleichzeitig wird damit auch das Flip-Flop 15 zurückgesetzt, so daß beim nächsten Stimulationszyklus wieder mit einem Einschreibevorgang in das Schieberegister 9 begonnen wird. Das Flip-Flop 13, welches die übergeordnete Kontrolle über den Ein-Auslese-Vorgang des Schieberegisters 9 hat, wurde bereits durch das mit dem Beenden des Auslesevorgangs aus gegebenen Signal "Ende", wenn das Schieberegister wieder einen Durchlaufzyklus beendet hat, über ein weiteres UND-Gatter 21 zurückgesetzt, welches ein entsprechendes Ausgangssignal abgibt, wenn das Flip-Flop 15 ebenfalls gesetzt ist, also bereits das Auslesen stattgefunden hat.

In den Fig. 2a bis 2c ist der zeitliche Verlauf der Eingangssignale bei einer derartig verbesserten Effektivitätserkennung dargestellt.

In Fig. 2a ist der Verlauf der an der Elektrode 6 meßbaren Spannung wiedergegeben, in Fig. 2b ist das Eingangssignal des Differentiators 16 und in Fig. 2c das differenzierte Ausgangssignal, mit dessen Hilfe eine EKG-Erkennung durchgeführt werden kann, dargestellt.

Mit der Rückflanke des Stimulationssignals S wird nach Ablauf einer vorgegebenen Verzögerungszeit  $\tau$  für einen Zeitbereich  $\Delta$  (Zeitfenster), in das an der Stimulationselektrode aufgenommene Signal gemäß Fig. 2a nach Vorverstärkung in seinem Verlauf zwischengespeichert.

Das auf diese Weise ausgeblendete und in Fig. 2 dargestellte Signal, kann dann innerhalb des ausgeblendeten Zeitfensters ein von einer auszulösenden Herzeigenaktivität herrührendes EKG-Signal hin untersucht werden, wobei der Abstand zwischen der Rückflanke des Stimulationssignals S und dem Beginn des Zeitfensters, in dem die Elektrodenspannung  $U_{EL}$  nach dem

Stimulus S dem Differentiator 16 zugeführt wird, so groß sein, daß ein eventuelles Überschwingen des Eingangsverstärkers 7 noch abklingen kann.

Durch die Bildung der, in Fig. 2c dargestellten, ersten Ableitung des Zeitsignals gelingt eine zusätzliche Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses, da gerade im Maximum eines kleinen scharfen Impulses sehr große Änderungen der Kurvensteigung auftreten.

Bei der in Fig. 3 in schematischer Seitenansicht dargestellten Stimulationselektrode 101 handelt es sich um eine unipolare Noppenelektrode mit einem einen zylinderförmigen Grundkörper 102 aus Titan aufweisenden Kopf. Der zylinderförmige Grundkörper 102 weist erfindungsgemäß eine aus einem inerten Material Iridiumnitrid (IrN) bestehende Oberflächenbeschichtung 103 auf, die mittels Kathodenzerstäubung auf den zylinderförmigen Grundkörper 102 der Titanelektrode aufgebracht ist. Die Elektrode weist eine gewendelte, elektrisch leitende Zuleitung 104 auf, die mit einer elektrisch isolierenden Ummantelung 105 aus Silikon versehen ist. In der Zeichnung ist diese Silikonummantelung transparent wiedergegeben. An die Silikonummantelung angeformt sind nach rückwärts gerichtete flexible Befestigungselemente 106 und 107, welche zur Verankerung der Elektrode im Herzen dienen, wobei die Oberfläche des Grundkörpers in Kontakt mit der inneren Herzoberfläche gehalten wird.

Der Grundkörper 102 ist mittels eines hohlzylindrischen Ansatzes 108 über die Zuleitung 104 geschoben und dort befestigt, wobei dieser Ansatz in der Zeichnung geschnitten dargestellt ist.

In Fig. 4 ist ein Ausschnitt (Detail IV in Fig. 3) der aktiven Oberfläche vergrößerten wiedergegeben. Wie aus der Darstellung ersichtlich ist, wird durch die (unmaßstäblich vergrößerte) fraktale räumliche Geometrie der im mikroskopischen Bereich stengelartig gewachsenen Beschichtung 103 eine wesentliche Vergrößerung der aktiven Oberfläche erzielt. Die erzielte Oberflächenvergrößerung liegt im Bereich von mehr als tausend.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf das vorstehend angegebene bevorzugte Ausführungsbeispiel. Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch macht.

#### Patentansprüche

1. Herzschrittmacher mit Mitteln zur Effektivitätserkennung, bei dem innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters nach Abgabe des Stimulationssignals der Eingangsverstärker zur Aufnahme eines Aktivitäts des Herzens anzeigenden Signals über die Stimulationselektrode angesteuert wird, **dadurch gekennzeichnet**, daß das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal einem Differenzierglied zugeführt wird und das differenzierte Ausgangssignal ein Maß für die Herzaktivität bildet.
2. Herzschrittmacher nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem Stimulationssignal und dem Zeitfenster keine Polaritätsumkehr des Ausgangssignals des Schrittmachers erfolgt.
3. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal in einem digitalen Schieberegister zwischengespeichert wird.

4. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Ausgangssignal des Differenzierglieds einem Maximalwertdetektor mit Schwellwertstufe zugeführt wird, wobei das Ausgangssignal der Schwellwertstufe bei Überschreitung eines vorgegebenen Schwellwertes ein Herzaktivitätssignal bildet. 5
5. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Beginn des Zeitfensters nach dem Abklingen eines Überschwingens des Eingangsverstärkers auf einem Zeitpunkt gelegen ist, zu dem die Steigung und/oder Amplitude des Eingangssignals ohne ein Vorhandenseins eines die Aktivität des Herzens anzeigenden Signals kleiner ist als der Schwellwert für das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal. 10 15
6. Herzschrittmachersystem nach einem der vorangehenden Ansprüche enthaltend eine Stimulations- elektrode mit einer porösen Oberflächenbeschichtung deren aktive Oberfläche wesentlich größer ist als die sich aus der geometrischen Grundform der Elektrode ergebende Oberfläche, dadurch gekennzeichnet, daß die Oberflächenbeschichtung aus einem inerten Material, d. h. einem Material ohne bzw. mit einer nur sehr geringen Oxidationsneigung besteht, wobei das Material der Oberflächenbeschichtung aus einem inerten Element, einer inerten chemischen Verbindung und/oder einer inerten Legierung gebildet ist. 20 25 30
7. Stimulationselektrode nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die aktive Oberfläche durch eine, insbesondere fraktale, räumliche Geometrie um einen Faktor von mindestens tausend größer ist als die sich aus der geometrischen Grundform der Elektrode ergebende Oberfläche. 35
8. Stimulationselektrode nach einem der Ansprüche 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß als inertes Material ein Nitrid, Carbid oder Carbonnitrid oder aber ein reines Element bzw. eine Legierung aus der Gruppe Gold, Silber, Iridium, Platin oder Kohlenstoff vorgesehen ist. 40
9. Stimulationselektrode nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode anodisch betrieben ist. 45
10. Stimulationselektrode nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die anodisch betriebene Elektrode die Referenzelektrode in einem bipolaren System oder eine Elektrode eines Systems bildet, welches eine Impedanzmessung im Herzen vornimmt. 50
11. Stimulationselektrode nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode die aktive Oberfläche eines Herzschrittmachergehäuses bildet. 55

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

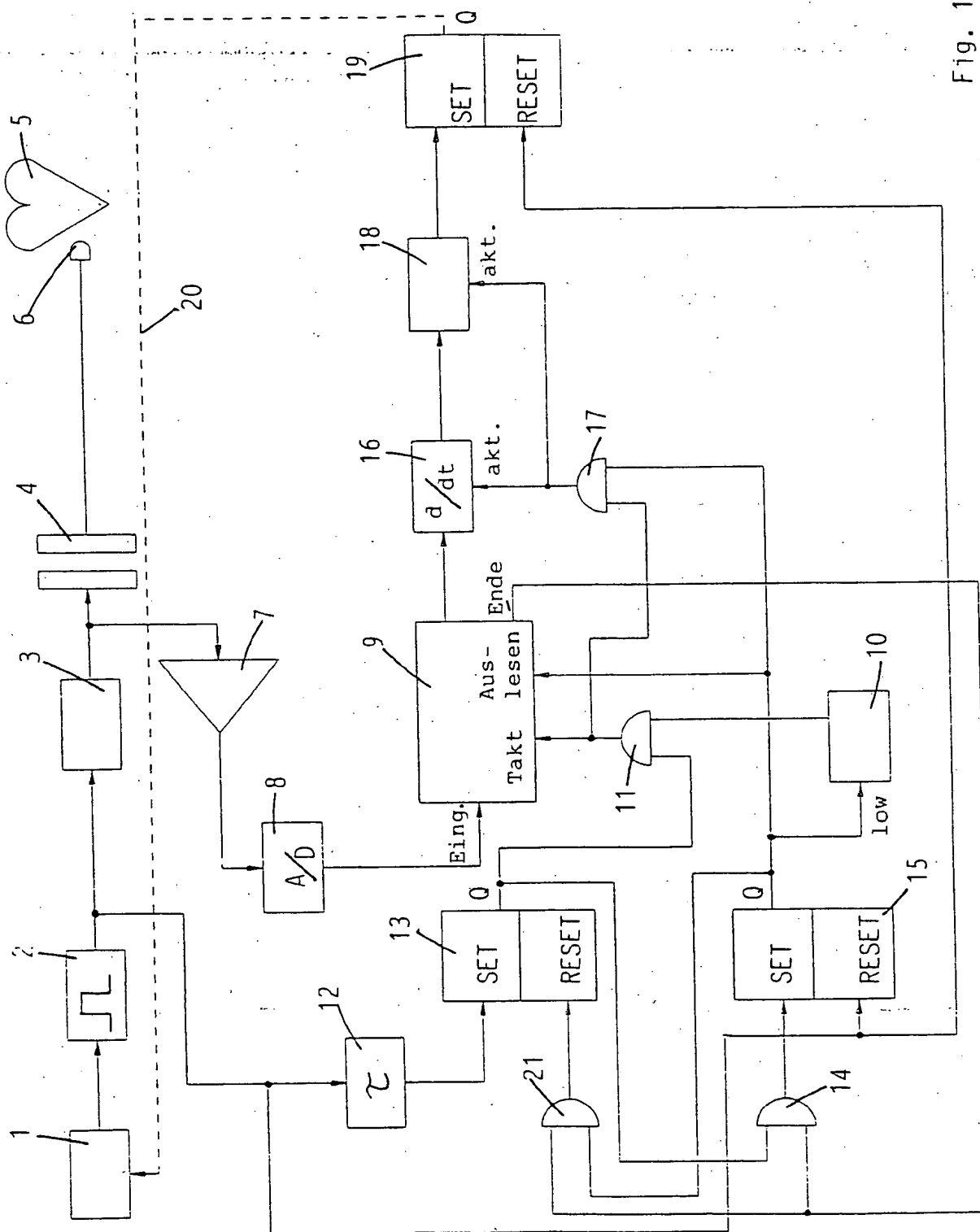


Fig. 2a

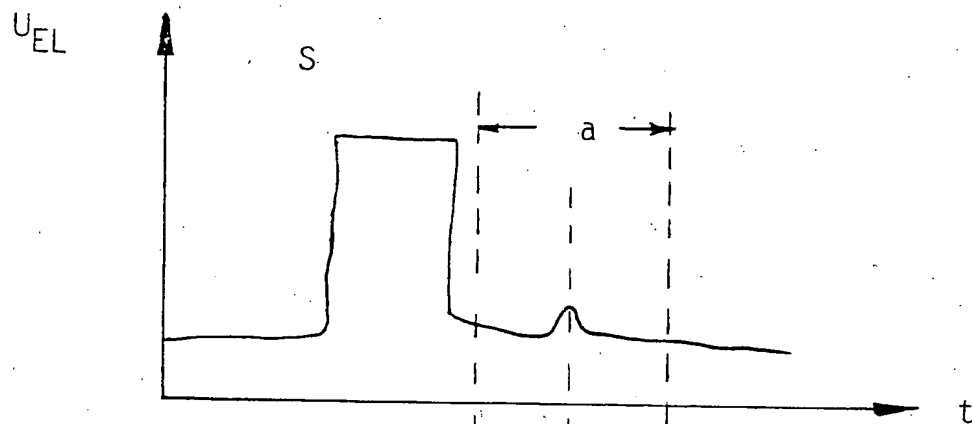


Fig. 2b

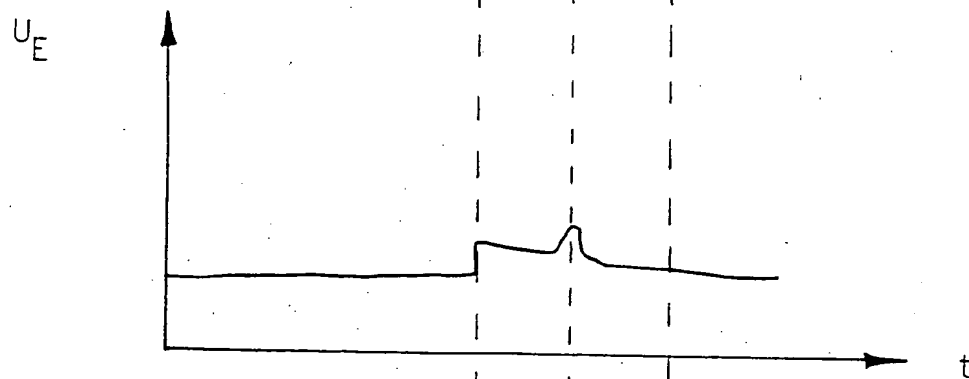
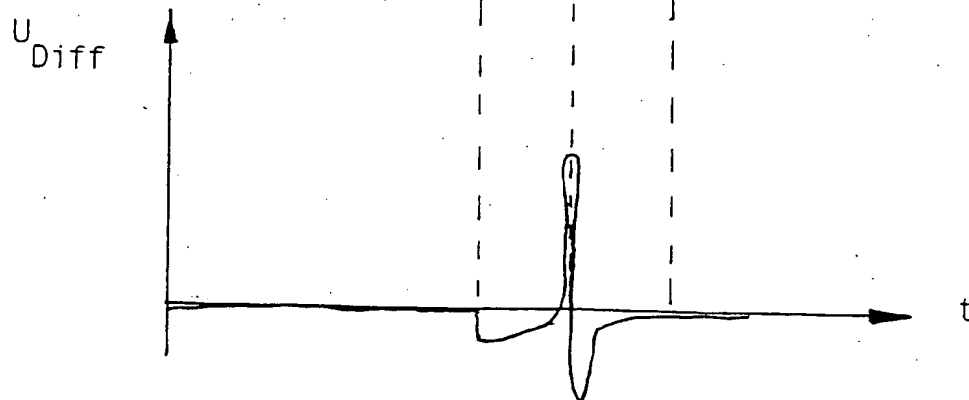


Fig. 2c



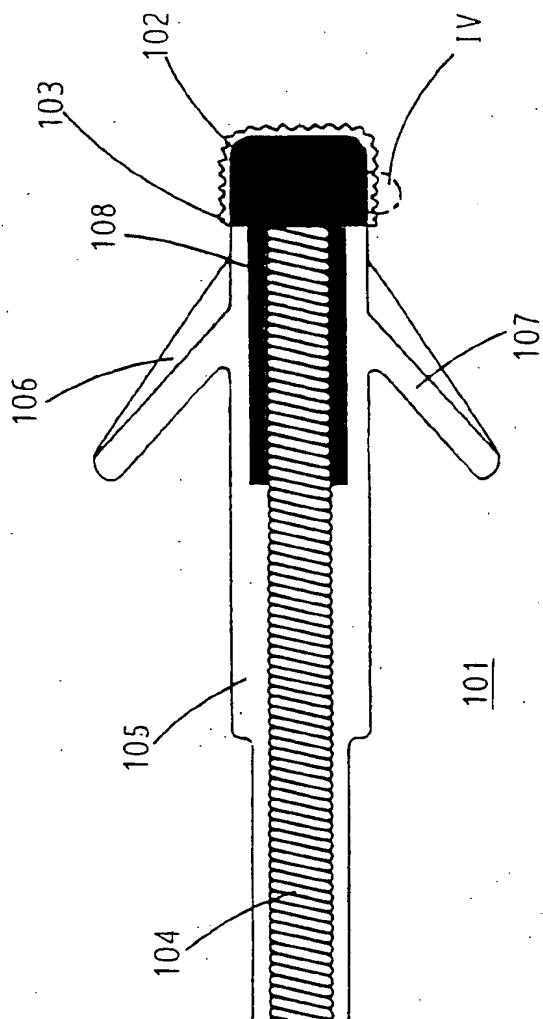


Fig. 3

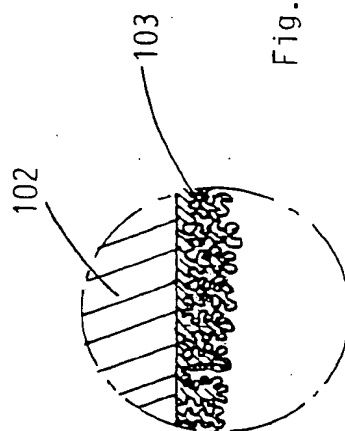


Fig. 4